

⑨ 日本国特許庁 (JP) ⑪ 特許出願公開
⑩ 公開特許公報 (A) 昭58—61435

⑤ Int. Cl.³ 識別記号 行内整理番号 ⑬ 公開 昭和58年(1983)4月12日
G 01 L 9/00 103 7507—2F
A 61 B 5/02 6530—4C 発明の数 1
G 08 C 25/00 6533—2F 審査請求 有

(全 6 頁)

④ レーザセンサ

② 特願 昭56—159522
② 出願 昭56(1981)10月8日
② 発明者 武者利光

町田市つくし野2—13—17

⑦ 出願人 アロカ株式会社
三鷹市牟礼6丁目22番1号
⑦ 出願人 武者利光
町田市つくし野2—13—17

明細書

1. 発明の名称

レーザセンサ

2. 特許請求の範囲

(1) 被測定流体に伸張する先端を有しレーザ光が導かれる光ファイバと、光ファイバの先端に対して所定の間隔で対向配置された薄膜から成り外面が光反射層を形成し外面が被測定流体に接する揺動膜と、光ファイバ先端と揺動膜との間に充填された整合液と、を含み、圧力変化をレーザ光路長変化に変換して被測定流体の圧力変化を検出することを特徴とするレーザセンサ。

(2) 特許請求の範囲(1)記載のレーザセンサにおいて、光ファイバは穿刺筒内に収納され、被検体内の血圧変化を検出することを特徴とするレーザセンサ。

(3) 特許請求の範囲(2)記載のセンサにおいて、穿刺筒内には光ファイバとほぼ同一長の較正用光ファイバが収納され、該較正用光ファイバの先端には光反射面が設けられ、光ファイバ内での誤差

を較正可能などを特徴とするレーザセンサ。

3. 発明の詳細な説明

本発明はレーザセンサ、特に被測定流体内の圧力変化を正確に検出することのできるレーザセンサに関する。

被測定流体すなわち気体あるいは液体内の圧力変化を正確に検出することは極めて重要であり、この種の圧力変化は例えば化学的処理装置における処理液の圧力変化あるいは医学的な診断装置における血圧その他体液の圧力変化として知られており、また気体の圧力変化は通常のピックアップあるいはマイクロホンとして種々の分野において実用化されている。通常の場合、この種の圧力変化は電気的な信号に変換されているが、圧力変化を直接電気信号に変換するためには、比較的大型の装置を必要とし、また必ずしも良好な検出精度を得ることができないという問題があつた。特に被検体の血圧変化等は従来装置では正確な測定が難しく、カテーテルによりセンサを血管内に挿入する必要がある。

本発明は上記従来の課題に鑑みなされたもので、その目的は被測定流体の圧力変化をいつたんレーザ光の光路長変化に変換し、これを電気的その他の信号処理に供することにより、極めて小型のかつ高精度な圧力変化検出センサを得ることにある。

本発明によれば、装置自体は極めて小型となり、例えば血圧測定の際、注射針状の穿刺筒内に本装置を組み込むことにより、動脈内等の血圧変化を測定するのに血管を切り開く必要はなく、注射針状のセンサを簡単に経皮的に血管内に挿入することが可能となり、従来得られなかつた種々の診断情報を極めて容易に得ることが可能となる。

また本発明は他の微弱圧力変化に広範囲に適応可能であり、音声その他の空気振動を検出するピックアップあるいはマイクロホンとしても経皮的に体内に挿入できる点で極めて有用である。

上記目的を達成するために、本発明は被測定流体に伸張する先端を有しレーザ光が導かれる光ファイバと、光ファイバの先端に対して所定の間隔で対向配置された薄膜から成り内面が光反射層を

形成し外面が被測定流体に接する揺動膜と、光ファイバ先端と揺動膜との間に充填された整合液と、を含み、圧力変化をレーザ光路長変化に変換して被測定流体の圧力変化を検出することを特徴とする。

本発明によれば、前述したように、被測定流体の圧力変化はレーザ光の光路長に変換されるが、この光路長変化は更にレーザ光の光変調によつて電気的その他の信号に変換可能である。すなわち、レーザ装置から出力されたレーザ光を再びレーザ装置内に光帰還させると、レーザ装置の基準発振光強度はレーザ装置を含む帰還系で二次共振器の二次発振周波数によつて変調され、この光変調を用いることによつて前記二次発振周波数を圧力変化に対応した検出値として取り扱うことが可能となる。

もちろん、本発明において、前述したレーザ光路長変化は前記光変調ばかりでなく、他の手段によつても電気的に検出可能である。

本発明のレーザ装置は気体レーザあるいは固体

レーザ等あらゆる種類のレーザ装置にて構成することができるが、特に小型の装置を必要とする場合には、半導体レーザを用いることが好適である。

以下図面に基づいて本発明の好適な実施例を説明する。

第1図には、本発明に係るレーザセンサを被検体の血管中に穿刺して血圧変化を測る血圧計として使用した実施例を示す。

レーザセンサを収納する穿刺筒10は0.2~0.3mmの外径を有するステンレス等の金属円筒から成り、第2図に示されるように、通常の注射針と同じく、被検体12内に穿刺され、動脈等の血管12a内に直接刺入される。

前記穿刺筒10には、光ファイバ14が導かれており、実施例の光ファイバ14はほぼ0.1mm程度の直径を有する単一モード光ファイバから成り、図示しないレーザ装置から所定の単一モードのレーザ光が供給されている。そして、光ファイバ14の先端に対して所定の間隔を保持して揺動膜16が対向配置されており、この揺動膜16の内面が

光ファイバ14の先端に対して対向配置されている。揺動膜16を支持するため、穿刺筒10の内壁にはステンレス等の金属から成るホルダ筒18が固定されており、ホルダ筒18の先端に前記揺動膜16が密着固定されている。またホルダ筒18の後端には固定リング20が接着固定されており、この固定リング20によつてホルダ筒18と光ファイバ14とが所定の相対位置で位置決めされている。揺動膜16はそれ自体プラスチックあるいはマイカ等の薄膜から成り、本発明において、その内面が光反射層を形成し、光ファイバ14により導かれたレーザ光が該揺動膜16の内面にて反射され、光ファイバ14内に戻される。揺動膜16の内面に設けられる光反射面16aは金屬たとえば金等をメッキあるいは蒸着し、また誘電体の多層膜を蒸着することによつても得られ、このような誘電体の多層膜はその厚みを適当に制御して良好な光反射特性が得られるよう形成する。

本発明において、光ファイバ14と揺動膜16との間には、整合液22が充填されており、この

整合液22の透過率を光ファイバ14に対して適当に選択することにより、光ファイバ14の先端からの光反射をなくすことができ、また光反射面16aによつて反射されたレーザ光が再び光ファイバ14の先端で反射されることを防止し、効率良く光ファイバ14内に戻されることとなる。実施例における整合液22は沃化メチルから成るが、他の任意の整合液を用いることができ、通常の場合、この整合液22は光ファイバ14と同一の屈折率をもつよう選択される。なお実施例における整合液22はホルダ筒18、揺動膜16および固定リング20によつて密封された室内に充填されるが、このとき、後述する圧力変化検出時に揺動膜16の揺動を容易とするため、この室後端には空気層24が設けられており、またこの空気層24を減圧することにより、血圧測定を行い易くすることができる。また整合液22を用いる代わりに光ファイバ14の先端に整合用の誘電体多層膜を蒸着し、光ファイバ先端での光反射を防ぐこともできる。

変動に対応して揺動し、この結果、光ファイバ14の先端と光反射面16aとの間には微少な距離変化が生じ、これによつてレーザ装置から出たレーザ光はその光路長が血圧変動に対応して変化することとなる。従つて、前記揺動膜16の鼓膜のよきな動きはレーザ光の光路長変化に変換され、これを検出することによつて極めて容易に血圧変化を正確に検出することが可能となる。

第3図には、前記したレーザ光の光路長変化を検出するための本発明に好適な検出部の構成が示されている。

レーザ装置26は単一モードのヘリウム・ネオンレーザから成り、レーザ装置26の光共振器はその両端に反射鏡28、30を有し、その一方の反射鏡30すなわち光出力端からはレーザ光100が放出される。

前述したレーザ光100は光分波器36を通りレンズ32によつて集束されだ後、光ファイバ14に導かれる。

本発明においては、前記レーザ装置26の出力

第1図に示したレーザセンサを有する穿刺筒10は前述したように、第2図のごとく血管12a内に穿刺され、この結果、揺動膜16の外面16bは直接血液と接触することとなり、このとき、血液の表面張力によつて血液と揺動膜16の外面16bとの間に気泡が生じることを防ぐため、実施例における穿刺筒10は揺動膜16の近傍において透孔26が設けられており、前記気泡はこの透孔26から容易に筒外へ抜け、揺動膜16の外面16bがそのまま全面で血液と接触することが可能となる。

本発明に係るレーザセンサの血圧測定に用いた実施例は以上の構成から成り、以下にその作用を説明する。

穿刺筒10が直接血管12a内に穿刺された状態で光ファイバ14にはレーザ装置から单一モードのレーザ光が供給され、このレーザ光は揺動膜16の内面に設けられた光反射面16aにて反射されて光ファイバ14内に戻る。そして、血管12a内の血圧変動が生じると、揺動膜16はこの血圧

端すなわち実施例における反射鏡30は比較的大きな光透過特性に形成され、例えば、通常の反射鏡の透過率が2%程度であるのに対し、本発明における反射鏡30はその透過率が10~15%程度に設定されており、この結果、揺動膜16からの反射光は容易に反射鏡30を通つてレーザ装置26内に帰還される。

従つて、本発明においては、レーザ装置は反射鏡28および30から構成される共振器と、反射鏡28および揺動膜16から構成される二次共振器とのいわゆる二重複合共振装置をもつことになる。その結果、レーザ活性媒質の光学的非線形特性により、反射鏡28および30で発振する光学的周波数をもつレーザ光の強度は、反射鏡28および揺動膜16で構成される二次共振器34の二次発振周波数で光強度変調されることになる。

レーザ光100は光分波器36によつて分離され、光検出器38によつて電気的に検出される。光検出器38はアパランシュフェトダイオード、あるいは光電子増倍管等から形成することができ

る。光検出器 38 の出力はもはや光学的発振周波数を含まず、二次共振器(28-16)の二次発振周波数およびその高調波によつて変調された信号のみを含む。そこで、バンドバスフィルタ 40 によつて二次発振周波数によつて変調された信号だけが分離され、周波数カウンタ 42 によつてその周波数が測定される。この周波数変化が対象とする物理量(温度など)の変化に対応する。

以下第3図に基づいて本発明に係るレーザセンサの光路長変化の検出作用を説明する。

周知のように、レーザ装置 26 の基準発振周波数 f_0 はレーザ装置 26 の光学長を L_1 (光共振器の光路長を μ としその屈折率を n としたときの $n \times \mu$)、真空中の光速を c としたとき、

$$f_0 = \frac{\nu \cdot c}{L_1}$$

となる。ここで、 ν は 1、2、3 …なる自然数である。

従つて、レーザ装置 26 からは前述した基準発振周波数 f_0 なるレーザ光 100 が output されるが、

従つて、発振スペクトルは第4図に示すように、基準発振周波数 f_0 の両側方に f_1 なる間隔で複数の側帯波があらわれたスペクトルとなることが理解される。

前記レーザ光 100 は第3図から明らかのように、光分波器 36 によつて外部へ導かれ、第4図の発振スペクトルを光検出器 38 で受光すると、光検出器 38 のスペクトルは第5図に示すように、二次発振周波数成分のみを含む出力となる。

そして、この電気的な検出信号はバンドバスフィルタ 40 によつて f_1 成分のみ取り出され、これが周波数カウンタ 42 によつて計数される。

以上のようにして、周波数カウンタ 42 の計数値は二次共振器 34 の二次発振周波数 f_1 に対応することとなり、圧力変化が二次発振周波数 f_1 と対応するので、このような圧力変化を極めて正確に検出することが可能となる。

前述した実施例では、二次共振器 34 がレーザ装置 26、光ファイバ 14 および揺動膜 16 を含むので、検出結果には、二次発振周波数変化のみ

前述したように、このレーザ光 100 は光ファイバ 14 から揺動膜 16 に導かれ、その光反射面 16a によつて反射され、これが再び光ファイバ 14 を通つてレーザ装置 26 にその反射鏡 30 を透過して帰還される。この帰還した光は再びレーザ装置 26 の一方の反射鏡 28 と前記光反射面 16a との間を繰り返し往復することとなり、ここに二次共振器 34 が形成されることとなる。

二次共振器 34 も通常のレーザ装置 26 と同様に所定の発振周波数を有し、この二次発振周波数 f_1 は二次共振器 34 の光学長を L_2 とするならば、

$$f_1 = \frac{\nu' \cdot c}{L_2}$$

となる。 ν' は自然数である。

従つて、レーザ装置 26 を含む二次共振器 34 には周波数 f_1 をもつ定在波が発生する。レーザ活性媒質は光学的非線形特性をもつので、レーザ装置 26 の基準発振周波数 f_0 に対する利得は周波数 f_1 で変調される。その結果として、周波数 f_0 における発振光強度は周波数 f_1 で変動することになる。

ならず、レーザ装置 26 および光ファイバ 14 での周波数変動誤差が混入することとなり、センサの使用態様によつては無視できない誤差発生の原因となる。特にレーザ装置 26 から揺動膜 16 までの距離が長い場合、光ファイバ 14 の全長が増加し、この結果、揺動膜 16 での光伝達特性の変化が長い光ファイバ 14 によつて薄められ、感度が低下するという問題がある。第6図には、このような問題を解決できる本発明の他の実施例が示され、較正レーザ光を用いることによつて前述した誤差を除去することができる。

第6図において、レーザ装置 26 の出力レーザ光は分波器 44 によつて分波され、一方は第3図実施例と同様に、レーザ光 100 として光ファイバ 14 から揺動膜 16 へ供給される。そして、他方はレンズ 46 から較正レーザ光 200 として光ファイバ 48 に供給される。光ファイバ 48 はその先端に光反射面 50 が設けられ、前述した光ファイバ 14 とほぼ同様の長さおよび光学特性から形成されている。

従つて、この実施例では、レーザ装置26と較正用光ファイバ48とによつて較正用共振器52が形成されることとなり、この較正用共振器52は f_1 なる較正発振周波数を有する。この結果として、レーザ発振出力のスペクトルは第7図に示す構成になる。従つて、 f_1-f_0 の周波数を検出すれば、検出部の波長変化のみを検知したことになる。

そのため、この実施例においては、光検出器38の出力はバンドパスフィルタ56によつて f_1 近辺の信号を分離し、そのあと、検波器58およびバンドパスフィルタ60を介して f_1-f_0 近辺の周波数をもつ信号のみを分離し、その周波数をカウンタ42で測定する。

以上の説明から明らかなように、第6図の実施例によれば、レーザ装置26の基準発振周波数 f_0 をもつ光強度は揺動膜16を含む二次共振器34の二次発振周波数 f_1 と較正用光ファイバ48を含む較正用共振器52の較正発振周波数 f'_1 とによつて同時に光強度変調を受けるので、その発振スペクトルは第7図に示されるようになる。そして、

光検出器38の出力は第8図に示すように、二次発振周波数 f_1 と較正発振周波数 f'_1 およびそれらの高調波成分からバンドパスフィルタ56によつて、それらの基本成分のみが第9図のように取り出される。

そして、検波器58によつて、両者のビート周波数成分のみが選別され、その周波数スペクトルは第10図に示されるように、 $f_1-f'_1$ とその高調波成分とを含むものとなる。従つて、バンドパスフィルタ60により高調波成分を除去し、この結果、第11図に示されるような二次発振周波数と較正発振周波数との差信号のみが出力される。周波数カウンタ42はこの差信号を計数し、二次発振周波数 f_1 から較正発振周波数 f'_1 を除去した、すなわち二次共振器34からレーザ装置26および光ファイバ48での誤差成分を除去した出力を得ることができ、極めて正確な検出作用を行うことが可能となる。

以上説明したように、本発明によれば、被測定流体例えは血液中の圧力変動を極めて簡単にかつ

正確に検出することが可能となり、種々の微弱圧力変動測定に用いることが可能となる。また前述した圧力変動はレーザ光の光強度変調などにより容易に電気的な信号として検出することができ、高精度の検出作用を行なうことが可能となる。

前述した実施例においては、レーザ装置26をガスレーザとして示しているが、小型装置を形成するためには半導体レーザが好適であり、半導体レーザの場合、その出力端は比較的大きな光透過特性を有するので、本発明のような強制的な光帰還を行なう場合に極めて好適である。

4. 図面の簡単な説明

第1図は本発明に係るレーザセンサが血圧測定装置として構成された好適な実施例を示す要部断面図、

第2図は第1図実施例の使用状態を示す要部断面図、

第3図は本発明に係るレーザセンサの光検出部を示す概略構成図、

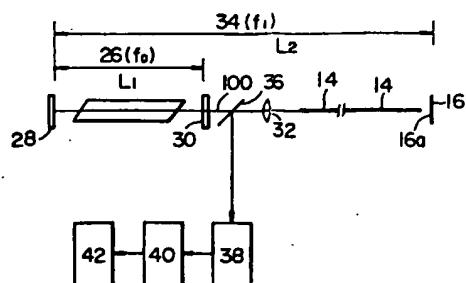
第4図および第5図は第3図の作用説明図、

第6図は本発明に好適な光検出部を示す他の実施例の概略構成図、

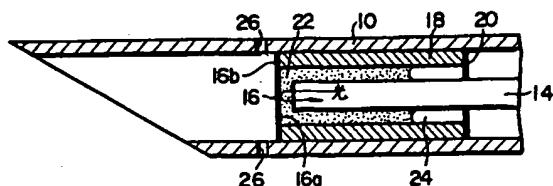
第7図ないし第11図は第6図の他の実施例の作用説明図である。

- 1 0 … 穿刺筒、
- 1 4 … 光ファイバ、
- 1 6 … 揺動膜、
- 1 6 a … 揺動膜の光反射面、
- 1 6 b … 揺動膜の外表面、
- 2 2 … 整合液、
- 2 6 … レーザ装置、
- 3 4 … 二次共振器、
- 4 8 … 較正用光ファイバ、
- 5 2 … 較正用共振器、
- 1 0 0 … レーザ光、
- f_0 … 基準発振周波数、
- f_1 … 二次発振周波数、
- 2 0 0 … 較正レーザ光、
- f'_1 … 較正発振周波数。

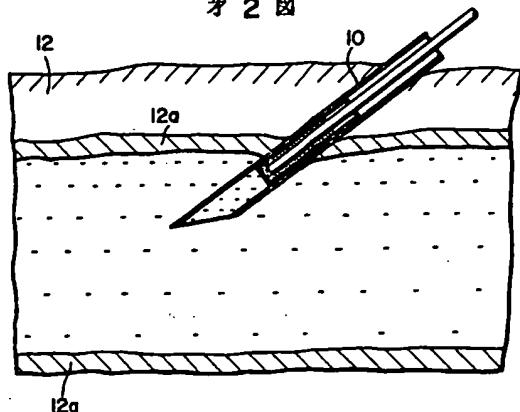
第3図



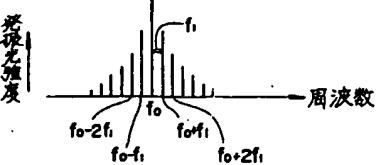
第1図



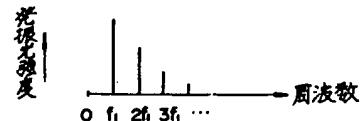
第2図



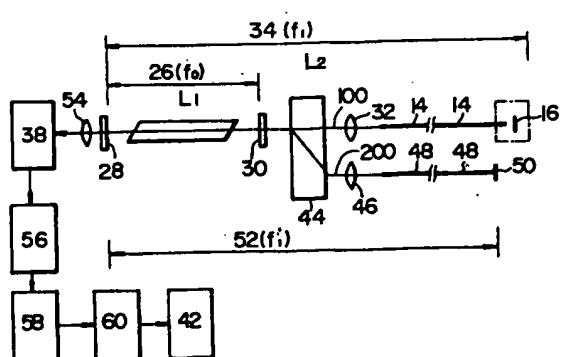
第4図



第5図



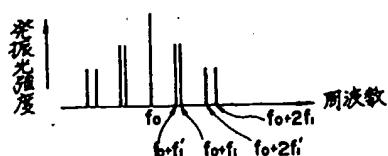
第6図



第8図



第7図



第10図



第11図

